

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

455N
10/024, 536
#6



PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

Date of Application: December 22, 2000

Application Number: Japanese Patent Application No. 2000-391026

Applicant(s): ~~KABUSHIKI KAISHA-TOSHIBA~~

December 21, 2001

Commissioner,
Patent Office Kozo OIKAWA

Certificate No. 2001-3110918



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年12月22日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-391026

出 願 人

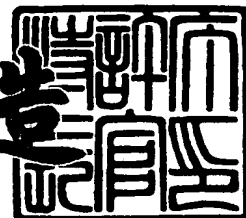
Applicant(s):

株式会社東芝

2001年12月21日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3110918

【書類名】 特許願

【整理番号】 98B0050101

【特記事項】 特許法第 3 0 条第 1 項の規定の適用を受けようとする特
許出願

【提出日】 平成12年12月22日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01R 33/32
A61B 5/055

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング
方法

【請求項の数】 9

【発明者】
【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
東芝 那須工場内

【氏名】 宮崎 美津恵

【特許出願人】
【識別番号】 000003078
【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】
【識別番号】 100078765
【弁理士】
【氏名又は名称】 波多野 久

【選任した代理人】
【識別番号】 100078802
【弁理士】
【氏名又は名称】 関口 俊三

【手数料の表示】
【予納台帳番号】 011899
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】	明細書	1
【物件名】	図面	1
【物件名】	要約書	1
【プルーフの要否】	要	

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数の MT パルスを実該被検体に印加する MT パルス印加手段と、前記 MT パルスを印加した後に傾斜磁場スポイラーパルスを印加するスポイラ印加手段と、このスポイラーパルスを印加した後に前記撮像領域からエコー信号を収集するスキャンを行うスキャン手段とを備え、

前記 MT パルスの印加時間を短く設定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記 MT パルスの印加時間は、10 [m s e c] 以下であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記 MT パルスの印加時間は、6 [m s e c] 以下であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記スキャン手段は、前記撮像領域をマルチスライス法に基づきスキャンする手段であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記 MT パルスは、従来の印加時間が長い MT パルスと殆ど同等の波形面積を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 化学的変換現象および交差緩和現象の内の少なくとも一方に基づく結合関係にある被検体内の少なくとも 2 種類の原子核プールの磁気共鳴現象に基づき MR 信号を収集する磁気共鳴イメージング方法において、

前記被検体に印加時間の短い MT パルスを印加して前記少なくとも 2 種類の原子核プール間の結合関係をデカップリングし、このデカップリングした原子核プールに傾斜磁場スポイラーパルスを印加し、この後に、前記被検体の撮像領域の

MR信号を収集することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

【請求項7】 請求項6記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記2種類の原子核プールは、自由水の原子核プールと高分子の原子核プールである磁気共鳴イメージング方法。

【請求項8】 請求項7記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記撮像領域のMR信号はマルチスライス法に基づき収集することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

【請求項9】 請求項6乃至8の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記MTパルスの印加時間は、10 [m s e c] 以下であることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の原子核スピンの磁気共鳴現象に基づいて被検体内部の血流像や実質部の画像を得る磁気共鳴イメージングに関し、とくに、MT (m a g n e t i z a t i o n t r a n s f e r) パルスを利用して血液（または血流）と実質部のコントラストを改善した画像を得る磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法に関する。

【0002】

なお、ここで用いる「血液（または血流）」は、被検体内を流れる脳髄液や血液（血流）などを代表した「流体」の意味として用いる。

【0003】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング (MRI) は、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号に基づき画像を得る撮像法である。

【0004】

この磁気共鳴イメージングの1つの分野として、MRアンギオグラフィ (MR

血管造影)がある。このMRアンギオグラフィの従来手法の1つに、MT効果 (MTC (magnetization transfer contrast) 効果とも呼ばれる) を利用して血液 (血流) と実質部との間にコントラストを付けた血流像を得る手法が近年盛んに行われるようになってきた。その一例は、米国特許公報第5, 050, 609号 (Magnetization Transfer Contrast and Proton Relaxation and Use thereof in Magnetic Resonance Imaging) で提案されている。

【0005】

MT効果の研究は、'Forsen & Hoffman' に拠るST (saturation transfer) 法の研究 (Forsen et al., Journal of Chemical Physics, Vol. 39 (11), pp. 2892-2901 (1963)) に端を発しており、複数種の原子核プールとしての例えば自由水と高分子との間のプロトン同士の化学的交換 (chemical exchange) および/または交差緩和 (cross relaxation) に基づいている。

【0006】

MT効果を利用した従来のMRアンギオグラフィにも、以下のように幾つかの手法が提案されている。

【0007】

自由水と高分子のプロトンのスペクトルは、従来よく知られているように、T₂緩和 (横緩和) 時間の長い自由水 (T₂は約100 msec) とT₂緩和時間の短い高分子 (T₂は約0.1~0.2 msec) が同じ周波数に共鳴する領域がある。自由水の信号値のT₂緩和時間は長いので、そのフーリエ変換後の信号値は半値幅の狭いピークを示す。これに対し、プロテインなどの、高分子間で動きの制限 (restricted) されているプロトンの信号値は、T₂緩和時間が短いため、フーリエ変換後の信号値は半値幅が広く、スペクトラム上でピーク値としては殆ど現れない。

【0008】

そこで、自由水の共鳴ピーク周波数 f_0 を中心周波数としたとき、MTパルスとして周波数選択パルスを、自由水の中心周波数 f_0 から例えば500Hzずれた周波数帯域を励起 (off-resonance 励起) する。これにより、平衡状態にあった自由水の磁化 H_f と高分子の磁化 H_r との間において、自由水の磁化 H_f は高分子の磁化 H_r に移動する。この結果、自由水のプロトンからのMR信号値が低下する一方で、高分子のプロトンからMR信号値はそれ以上の割合で低下する。したがって、自由水と高分子との間の化学的交換及び／又は交差緩和が反映される部位とそうでない部位との間で信号値に差が生じるから、この差に因って血流と実質部との間にコントラスト差ができ、血流像を得ることができる。

【0009】

このMT効果に拠るMRアンギオグラフィ法は、現在のところ、大きくは、空間的に非選択的 (spatially non-selective) なイメージング法と、スライス選択的 (slice-selective) なイメージング法とに分類することができる。

【0010】

前者としては、例えば“G. B. Pike, MRM 25, 327-379, 1992”で提案されているように、上記MTパルスとして周波数選択のバイノミアル・パルス (binomial pulse) を空間的非選択的に印加し、「実質部のMT効果>血流のMT効果」に基づき実質部および血流間のコントラストを得るものである。

【0011】

また、後者の例としては、“M. Miyazaki, MRM 32, 52-59, 1994”で提案の手法が知られている。印加時間の長いRF励起パルスと傾斜磁場スポイラーパルスとによりスライス選択的なMTパルスを形成し、このパルスの印加により、撮像面の実質部 (静止部) からの信号をMT効果で血流よりも大きく減少させ、かつ、撮像面に流入する血流のMT効果を低減させ (血流からの信号の低下が実質部よりも少ない)、血流及び実質部間のコントラストを引き出す手法である。

【0012】

また、頭部の3次元スキャンに拠るタイムオブフライト (TOF) アンギオグラフィにおいても、MTパルスの印加時間は通常15 [msec] 程度に設定されている。

【0013】

さらに、マルチスライス法におけるMT効果については、"PS Melki and RV Mulkern, Magnetization Transfer Effects in Multislice RARE Sequence", Magn Reson Med 24, 189-195 (1992)", "AD Elster, Radiology 1994; 190:541-551", "DA Finem, Radiology 1994; 190:553-559"などの報告がある。これらの報告によると、10~16msecの波長のMTパルスを用いられている。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したMTパルスを用いた何れのMRイメージングにあっても、MTパルスの波長、即ち印加時間は長い値に設定されていた。1つの繰返し時間TRにおいてMTパルスの印加時間が占める割合は、例えば35%程度にもなる。これは、印加時間が長くないと、MTパルスの十分な波形面積を確保できず、高いMT効果を確保できないという歴史的な認識に基づくものであった。

【0015】

このため、全体のスキャン時間 (撮像時間) が長くなるという現実がある。また、スキャン時間を変えないで、この印加時間の長いMTパルスを用いてマルチスライス法を実施すると、スライス枚数が少なくなる。

【0016】

本発明は、上述した現状を打破するためになされたもので、少なくとも従来と同等のMT効果を得るとともに、MTパルスの印加に起因するスキャン時間を従来法に比べて短縮させる、第1の目的とする。

【0017】

また、本発明は、上述の第1の目的を達成するとともに、マルチスライス法でMRイメージングを行うときのマルチスライス枚数を従来法と同等の値に維持することを、第2の目的とする。

【0018】

【課題を解決するための手段】

上述した目的を達成するため、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数のMTパルスを実該被検体に印加するMTパルス印加手段と、前記MTパルスを印加した後に傾斜磁場スポイラーパルスを印加するスポイラー印加手段と、このスポイラーパルスを印加した後に前記撮像領域からエコー信号を収集するスキャンを行うスキャン手段とを備え、前記MTパルスの印加時間を短く設定したことを特徴とする。

【0019】

一例として、前記MTパルスの印加時間は、10[msec]以下である。とくに、前記MTパルスの印加時間は、6[msec]以下であってもよい。

【0020】

また例えば、前記スキャン手段は、前記撮像領域をマルチスライス法に基づきスキャンする手段である。

【0021】

好適には、前記MTパルスは、従来の印加時間が長いMTパルスと殆ど同等の波形面積を有することである。

【0022】

一方、本発明に係る磁気共鳴イメージング方法は、化学的変換現象および交差緩和現象の内の少なくとも一方に基づく結合関係にある被検体内の少なくとも2種類の原子核プールの磁気共鳴現象に基づきMR信号を収集する磁気共鳴イメージング方法であり、前記被検体に印加時間の短いMTパルスを印加して前記少なくとも2種類の原子核プール間の結合関係をデカップリングし、このデカップリングした原子核プールに傾斜磁場スポイラーパルスを印加し、この後に、前記被検体の撮像領域のMR信号を収集することを特徴とする。

【0023】

例えば、前記2種類の原子核プールは、自由水の原子核プールと高分子の原子核プールである。また、前記撮像領域のMR信号はマルチスライス法に基づき収集するようにしてもよい。一例として、前記MTパルスの印加時間は、10 [msec] 以下である。

【0024】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る実施形態を添付図面を参照して説明する。

【0025】

第1の実施形態を図1～9に基づき説明する。

【0026】

この実施形態にかかる磁気共鳴イメージング(MRI)装置の概略構成を図1に示す。

【0027】

この磁気共鳴イメージング装置は、撮像対象としての被検体Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体PのECG信号を計測する心電計測部と、被検体に一時的な息止めを指令する息止め指令部とを備えている。

【0028】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部(診断用空間)の軸方向(Z軸方向)に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0029】

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交する、ガントリの物理軸としてのX、Y、Z軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組(種類)のx、y、zコ

イル3x～3zを備える。傾斜磁場部はさらに、x, y, zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもと、x, y, zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【0030】

傾斜磁場電源4からx, y, zコイル3x～3zに供給されるパルス電流の制御することにより、物理軸であるX, Y, Z方向の傾斜磁場を合成して、スライス方向傾斜磁場 G_S 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_E 、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_R を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向は互いに直交する論理軸方向であり、この各方向の傾斜磁場は、静磁場 H_0 に重畳される。

【0031】

送受信部は、磁石1内の診断用空間にて被検体Pの近傍に配設されるRFコイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。送信器8Tは、磁気共鳴(MR)を起こさせるためのラーモア周波数のRF電流パルスをRFコイル7に供給する。受信器8Rは、RFコイル7が受信したMR信号（高周波信号）を取り込み、これに各種の信号処理を施してデジタル量のMRデータ（原データ）を生成するようになっている。

【0032】

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、入力器13および音声発生器16を備える。

【0033】

この内、ホスト計算機6は、予め記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

【0034】

シーケンサ5は、CPUおよびメモリを備えており、ホスト計算機6から送ら

れてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源4、送信器8T、受信機8Rの動作を制御するとともに、受信器8Rが出力したMR信号のデシベルデータを一旦受けて、これを演算ユニット10に転送するように構成されている。

【0035】

ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源4、送信器8Tおよび受信器8Rを動作させるために必要な全ての情報であり、例えばx、y、zコイル3x〜3zに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

【0036】

このパルスシーケンスとしては、2次元スキャン又は3次元スキャンのパルスシーケンスである。また、そのパルス列の形態としては、SE（スピンエコー）法、FE（フィールドエコー）法、FSE（高速SE）法、FFE（高速FE）法、FASE（高速Asymmetric SE）法、EPI（エコープランナーイメージング）法など、どのような撮像用パルス列であってもよい。

【0037】

演算ユニット10は、受信器8Rから出力されたデジタル量のエコーデータを入力して内蔵メモリで形成されるフーリエ空間（k空間または周波数空間とも呼ばれる）に配置し、このエコーデータの組を2次元又は3次元のフーリエ変換に処して実空間画像に再構成するようになっている。

【0038】

記憶ユニット11は、エコーデータ及び再構成された画像データを保管する。表示器12は画像を表示する。また入力器13を介して、スキャン条件、パルスシーケンスなどの情報をホスト計算機6に入力できるようになっている。

【0039】

音声発生器14は、ホスト計算機6から指令があったときに、息止め開始および息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

【0040】

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させてECG信号を電気信号とし

て検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してシーケンサ5に出力するECGユニット18とを備える。この心電計測部による計測信号は、スキャンシーケンスを実行するときのタイミング信号としてシーケンサ5により用いられる。これにより、心電同期のための同期タイミングを適切に設定でき、この設定した同期タイミングに拠る心電同期スキャンを行ってエコーデータを収集できるようになっている。

【0041】

図2に、2次元マルチスライス法に拠るエコー収集のタイミング及びパルスシーケンスの一例を示す。複数のスライス n 枚のそれぞれが繰返し時間 TR 毎に RF 励起されてエコー収集され、次の繰返しまでの間に残りのスライスが順次、同様に励起されてエコー収集される。これにより、何れかのスライスが必ず「 $minimum\ TR$ 」とも呼ばれる繰返し時間（周期）でエコーが収集される。

【0042】

このエコー収集に使用されるパルスシーケンスは図2に示す如く、印加時間の短い MT パルス P_{mt} と、横磁化スピンをデフェーズさせるためにスライス、位相エンコード、及び読出しの何れか又は全部の傾斜磁場方向に印加されるスポイラーパルス P_{slr} と、撮像用パルス列 S_{ima} とをこの順に時系列方向に並べて形成されている。なお、図3には、従来の MT パルス P_{mt}' を用いたパルスシーケンスを対比のために示す。

【0043】

本実施形態の MT パルス P_{mt} は、 $Sinc$ 関数やガウシアン関数の波形を高周波で変調した高周波パルスに生成され、その周波数は例えば被検体の水成分の共鳴中心周波数から所定値だけオフセットさせた値に設定される。この MT パルス P_{mt} の印加時間は従来の 15 msec 程度の値と比較して短い値、例えば 1.5 msec に設定される。ただし、本実施形態の MT パルス P_{mt} は波高値を上げることで、その波形面積が従来の MT パルス P_{mt}' と同程度に設定されている。本実施形態では、 MT パルス P_{mt} はスライス用傾斜磁場を伴わずに、非スライス選択的に印加されるが、必要に応じて、スライス選択的に印加するようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

本実施形態に係るMTパルス P_{mt} の印加時間としては、本発明者の後述する実験に拠ると、撮像用パルス列 S_{ima} として2次元マルチスライス法を採用した場合、10 msec以下の値に短縮することで、従来の印加時間の長いMTパルスに比べて相当に高いMT効果が得られることが分かっている。更に、MTパルス P_{mt} の印加時間を6 msec以下に設定することで、従来のMTパルスに比べて格段に高いMT効果が得られることも分かっている。

【 0 0 4 5 】

スポイラーパルス P_{slr} は従来と同様に、2 msec程度の印加時間に設定される。さらに、撮像用パルス列 S_{ima} は、SE系やFE系のパルス列で形成され、その種類により印加時間は異なる。

【 0 0 4 6 】

本実施形態において、RFコイル7、送信器8T、シーケンサ5、及びホスト計算機6が発明のMTパルス印加手段の要部を形成し、傾斜磁場コイルユニット3、傾斜磁場電源4、シーケンサ5、及びホスト計算機6が本発明のスポイラ印加手段の要部を形成し、更に、RFコイル7、受信器8R、シーケンサ5、及びホスト計算機6がスキャン手段の要部を形成している。

【 0 0 4 7 】

続いて、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の作用効果を説明する。

【 0 0 4 8 】

例えば、被検体の撮像部位が頭部であるとする、頭部の所望部位が2次元マルチスライス法に拠ってスキャンされる。所望部位は複数枚のスライスに分けて選択励起され、各スライスから繰返し時間TR毎にエコー信号が収集される。

【 0 0 4 9 】

この収集において、最初に、印加時間の短い（例えば1.5 msec）MTパルス P_{mt} が印加される。これにより、励起部位の原子核スピンの縦磁化成分は図4（a）に示す如く、 $-z'$ 軸方向に反転されるが、MTパルス P_{mt} の印加時間が短いため、印加時間中に縦磁化成分が z' 軸方向の初期状態に戻る割合は小さいか又は無視できるほど小さい。つまり、縦磁化成分の“shorteni

ng”効果が大きく、これにより、高分子と自由水との間のプロトン同士の化学的交換 (chemical exchange) 及び／又は交差緩和 (cross relaxation) が促進される。

【0050】

この後、スポイラーパルス P_{sp1} が印加されて横磁化成分が十分にディフェーズされた後、所定の撮像用パルス列 S_{ima} の印加によってエコー信号が収集される。このとき、MTパルスの印加時間が短いために、MTパルスの印加自体に拠るMT効果と、撮像用パルス列 S_{ima} の印加に拠るMT効果とが相乗して効いてくる。

【0051】

上述の如く、短い印加時間のMTパルスの印加に因って高分子と自由水との間のプロトンの化学的交換や交差緩和が大きく促進されるので、収集されるエコー信号の信号値は低くなる。つまり、単位時間当たりのMT効果が向上し、より大きなMT効果が得られる。

【0052】

これを、印加時間が長いMTパルスを用いた従来の場合と比較して説明する。従来の場合、MTパルスを印加している時間が長いので（例えば15 msec）、図4（b）に模式的に示す如く、その印加途中において $+z'$ 軸方向に戻る成分が出始め、印加終了時において $-z'$ 軸方向に残っている正味の縦磁化成分は、印加時間が短いMTパルスするとき（図4（a）参照）に比べて少なくなる。このため、MTパルスの印加時間が短い本実施形態に比べて、高分子と自由水との間のプロトンの化学的交換や交差緩和が少ないので、収集されるエコー信号の信号値は本実施形態の場合よりは大きい。つまり、その分、小さいMT効果しか得られない。

【0053】

このため、本実施形態のように印加時間の短いMTパルスを用いて収集したエコー信号と、従来のように印加時間の長いMTパルスを用いて収集したエコー信号とをその強度SIで比較すると、定性的には図5に示す如く表わされる。同図は、MR造影剤（例えばgadolinium-DTPA）を投与して頭部の断

面像を得る場合を示す。造影剤はMT効果を受ける割合が元々少ないので、この造影剤が癌などの病巣部Dを通ることにより、病巣部Dが高い信号値で描出される。正常な組織部Tは、上述した如く、印加時間の短いMTパルスを使用しているので、大きなMT効果を受けて信号値が大きく下がる。つまり、病巣部Dと正常組織部Tとの間のコントラストが従来の場合よりも高くなる。

【0054】

これに対して、従来の場合、MTパルスの印加時間が長いので、上述した理由に因って正常組織部TのMT効果はそれほど大きくは無く、信号値の低下量は小さい。このため、病巣部Dと正常組織部Tとの間のコントラストは本実施形態の場合に比べて低い。

【0055】

このため、本実施形態のように、印加時間を短く設定し且つ所要量の波形面積を確保したMTパルスを用いることで、MT効果の影響を大きく受ける部位とそうでない部位との間のコントラストをより一層高め、病巣部などの描出能を格段に向上させることができる。従って、2DマルチスライスのT1強調画像や軟骨を描出させる画像に好適である。

【0056】

とくに、所謂、「minimum TR」と呼ばれるスライス相互間の繰返し時間が比較的短かい2次元マルチスライス法の場合、MTパルスの印加時間が短くても、マルチスライス相互間のオフ・レゾナンス励起に因る相乗効果（潜在的なMT効果）も一緒に得られるので、全体として、高いMT効果を確実に得ることができる。逆に言えば、かかる相乗効果が在るので、MTパルスの波形面積を若干低めに設定した場合でも、十分なMT効果を得ることができる。

【0057】

また、MTパルスの印加時間が短くて済むため、各励起毎のスキャン時間も短く、全体の撮像時間を短縮させることができる。

【0058】

さらに、各励起毎のスキャン時間が短いので、従来と同程度のマルチスライス枚数を確保する場合、全体の撮像時間を短縮することができる。反対に、従来と

同程度の撮像時間を設定が許される場合、かかるマルチスライス枚数を多く設定することができる。

【0059】

この撮像時間とマルチスライス枚数の一例を挙げる。頭部をマルチスライス法（スライス厚＝7mm）を実施する場合、撮像用パルス列＝SE法、minimum TR＝28msec、TR＝500msecの場合、スライス枚数＝17枚を確保することができる。このSE法のパルス列に、従来法に拠る印加時間が17msec（スポイラーパルスを含む）のMTパルスを付加する場合、スライス枚数＝11枚に低減する。反対に、17枚のスライス枚数を確保するには、繰返し時間TRを765msecまで延長する必要があった。

【0060】

これに対して、本発明を適用して上述の撮像を行う場合、MTパルスの印加時間＝3.5msec（スポイラーパルスを含む）とし、その他の条件は同じとすると、繰返し時間TR＝536msecと、若干延長するだけで、スライス枚数＝17枚を確保することができる。

【0061】

ここで、本発明の効果を定量的に検証するために、本発明者が行った実験結果を図6～9に示す。

【0062】

実験1の結果を図6に示す。この実験では、マルチスライス法を用い、頭部T1強調像で必要なマルチスライス枚数＝17枚、フリップ角＝500°、MTオフセット周波数＝－1500Hz、MTパルス波形＝sinc(1 π , 1 π)に設定して、MTパルスのパルス長を10～1.5msecまで変化させながら信号収集を行った。なお、PVA信号値及びノイズは任意単位の数値で示してある。また、パルス長（全長）＝ τ 長×2である。

【0063】

これによると、従来法に相当するシーケンス：SE15-MTC5000（MTパルスのパルス長＝10msec）に比べて、本発明に相当するシーケンス：SE15-MTC750（MTパルスのパルス長＝1.5msec）では、MT

R (MT ratio) が S/N で見て 45% ほど向上し、且つ、スライス枚数 = 17 のときの繰返し時間 TR が半分以下に低減した。

【0064】

また、従来法に相当するシーケンス：SE15-MTC5000 と SE15-MTC3000 (MTパルスのパルス長 = 6 msec) とを比較してみると、この場合も、 $MTTR$ が向上していることが分かる (即ち、 S/N が低くなる)。このことから、MTパルスのパルス長 = 10 msec 未満の値に設定することで、既に、本発明に相当する、「印加時間の短いMTパルス」の効果が発揮されることが分かる。このため、本発明に係るMTパルスの印加時間の範囲は、10 msec 未満の値と解釈される。

【0065】

実験2の結果を図7に示す。この実験では、繰返し時間 $TR = 500$ msec に固定し、MTパルスのパルス長を 10 ~ 1.5 msec まで変化させながら信号収集を行った。その他の撮像条件は上述と同じである。

【0066】

この実験から、通常の撮像時間 ($TR = 500$ msec 程度) の場合、MTパルスのパルス長を 10 msec 未満とすることで、従来法に相当するシーケンス：SE15-MTC5000 の場合よりも、大きなMT効果 (S/N が低い) を得るとともに、スライス枚数を増加できることが分かった。この効果は、 S/N 及び枚数の数値が示すように、MTパルスのパルス長 = 10 msec 未満となることで既に発揮されることが分かる。

【0067】

実験3を図8に示す。この実験は、スライス枚数及びフリップ角を固定し、MTパルスの周波数オフセット量を可変にしたときの S/N の変化を示す。この実験から、自由水の共鳴ピーク周波数を中心にしてそのプラス側、マイナス側でMT効果を発揮する範囲が確認された。

【0068】

さらに、実験4を図9に示す。この実験は、MTパルスのオフセット周波数を +側、-側で同じ数値 (1200 Hz, -1200 Hz) に設定し、それらをパ

ラメータとしたときの、MTパルスのフリップ角（MTパルス強度）の変化に対するS/Nの変化を示す。これにより、MT効果が発揮されるパルス強度範囲とその対称性を確認できた。

【0069】

上述した実験はPVAファントムについて行っているが、PVAファントムと人体頭部とを比較した場合、MT効果は一般に人体頭部の方が大きいことが知られている。従って、本発明に係る撮像を人体頭部に実施した場合、「印加時間の短いMTパルス」の効果はより顕著なものになるので、このことから、本発明の有効性が実証されている。

【0070】

なお、上述した実施形態に記載の内容は、請求項記載の発明を実施するときの例示的な態様に過ぎず、当業者であれば本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の態様に変更、変形して実施できることは勿論である。例えば、上述した実施形態は2次元マルチスライス法について説明したが、本発明を3次元スキャン法に同様に適用してもよい。

【0071】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、印加時間の短いMTパルスを用いるので、従来法と同等のMT効果を得るとともに、MTパルスの印加に起因するスキャン時間（撮像時間）を従来法に比べて大幅に短縮させることができる。

【0072】

また、マルチスライス法でMR撮像を行うときには、マルチスライス枚数を従来法と同等の値に維持でき、スキャン時間も最小限に低減させることができ、且つ従来法に匹敵又はそれ以上のMT効果を得て画像のコントラストを上げ、MR画像の描出能を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示す機能ブロック図。

【図 2】

マルチスライス法に拠るパルスシーケンスの概要と印加タイミングを示すフローチャート。

【図 3】

対比説明のために記載した従来法に拠る MT パルスを表すパルスシーケンス。

【図 4】

MT パルスの印加に伴うスピンの縦磁化成分の挙動を従来法と本発明法とで対比して模式的に説明する図。

【図 5】

MT 効果の優劣を従来法と本発明法とで対比して模式的に説明する図。

【図 6】

実験結果を示す図。

【図 7】

実験結果を示す図。

【図 8】

実験結果を示す図。

【図 9】

実験結果を示す図。

【符号の説明】

- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 RF コイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 10 演算ユニット

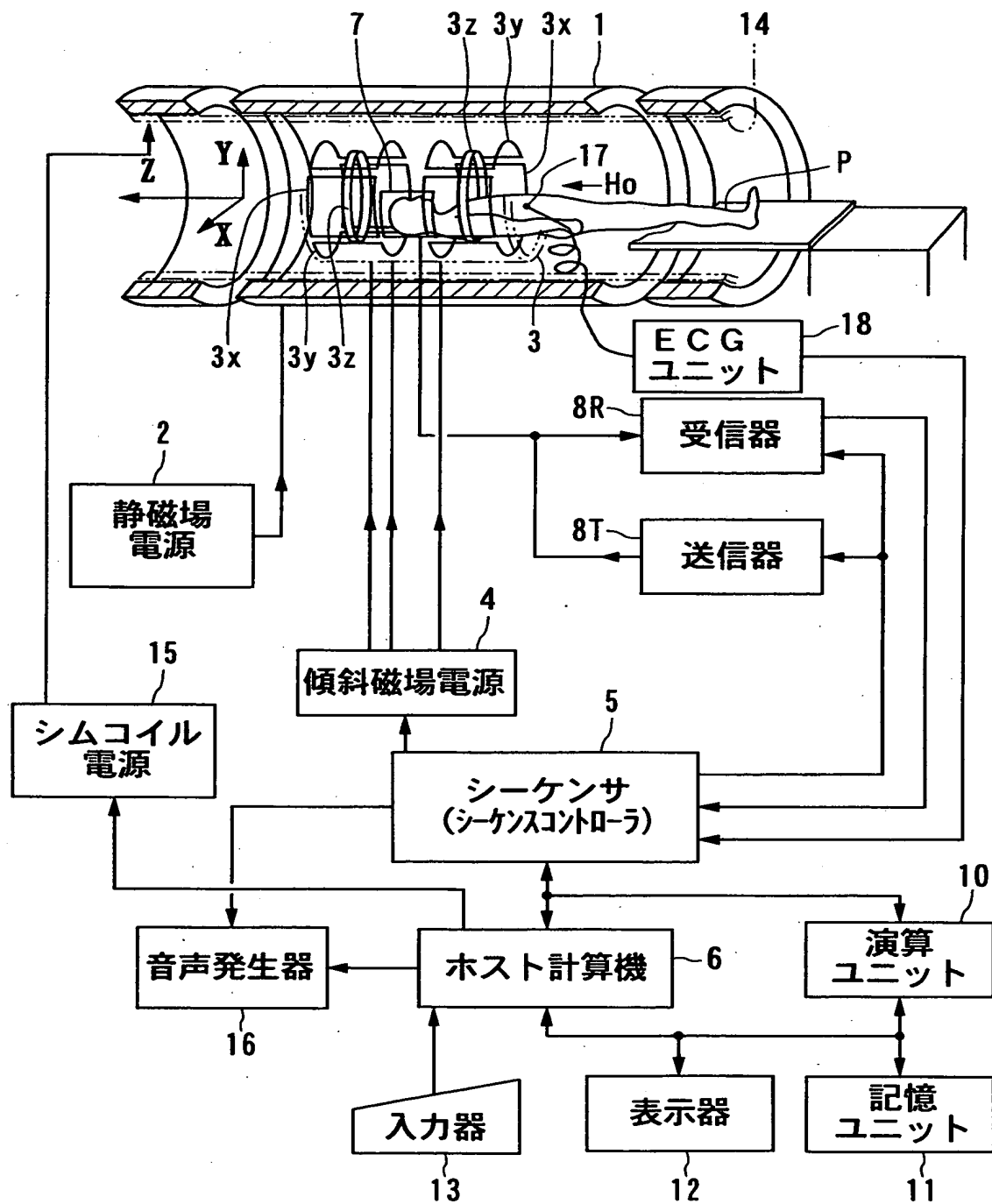
1 1 記憶ユニット

1 2 表示器

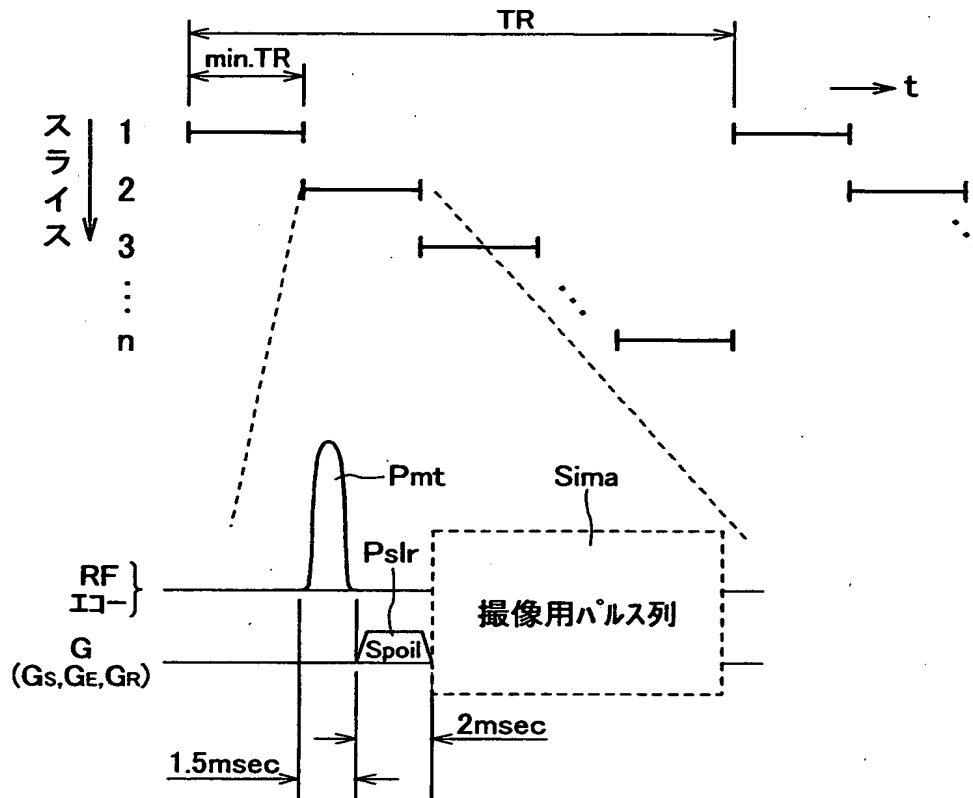
1 3 入力器

【書類名】 図面

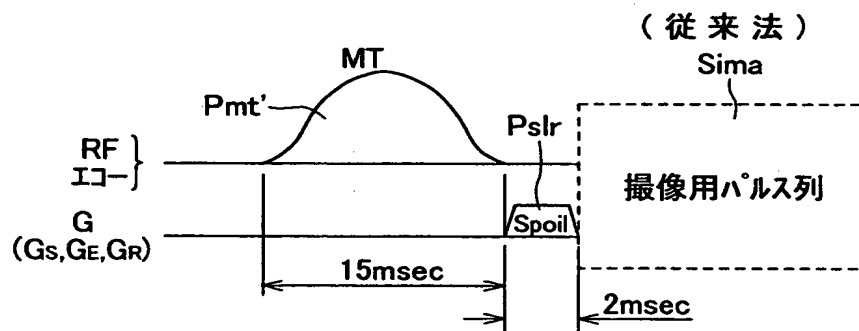
【図 1】



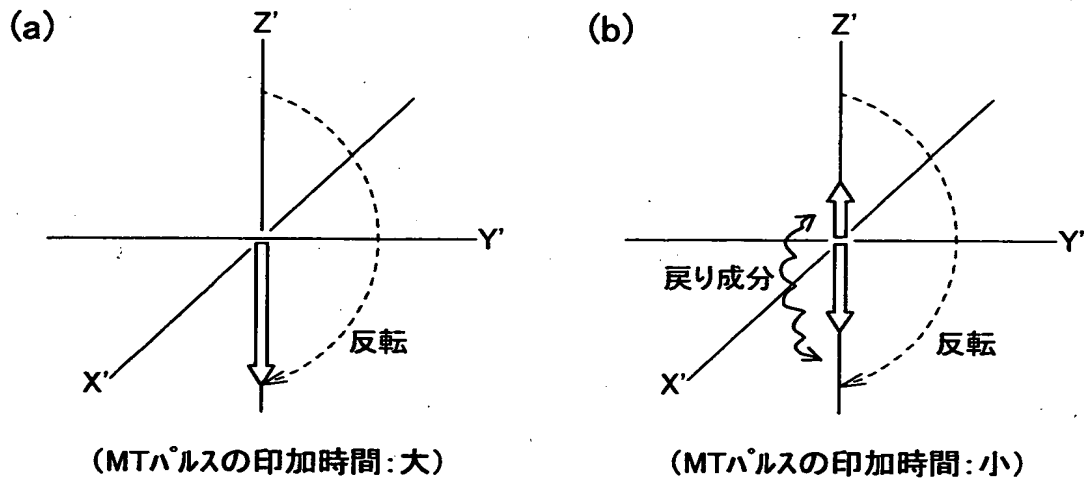
【図 2】



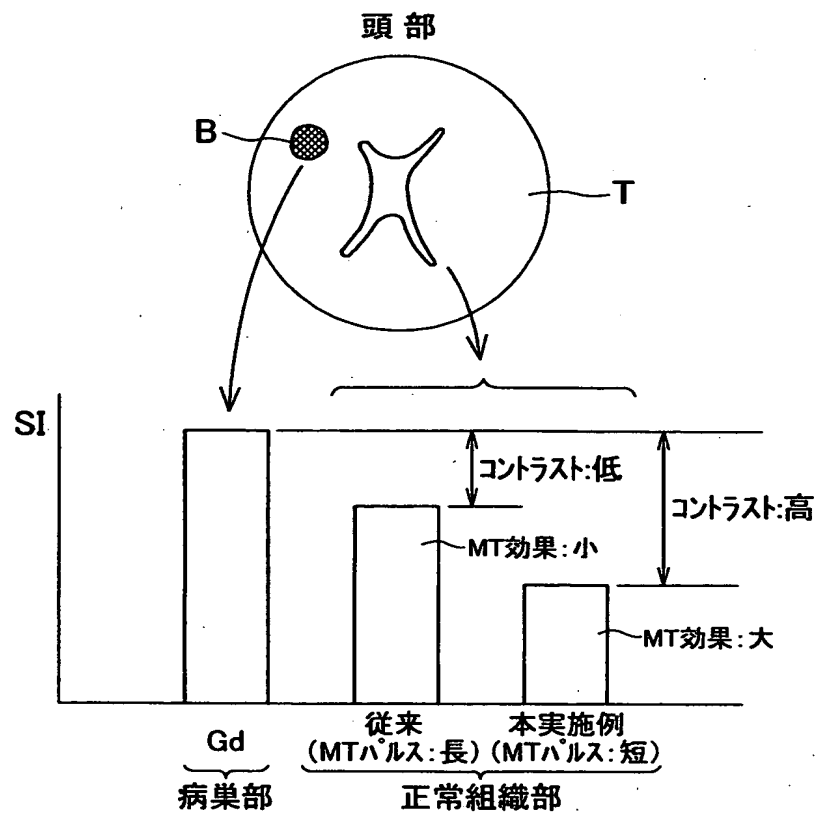
【図 3】



【図4】



【図5】



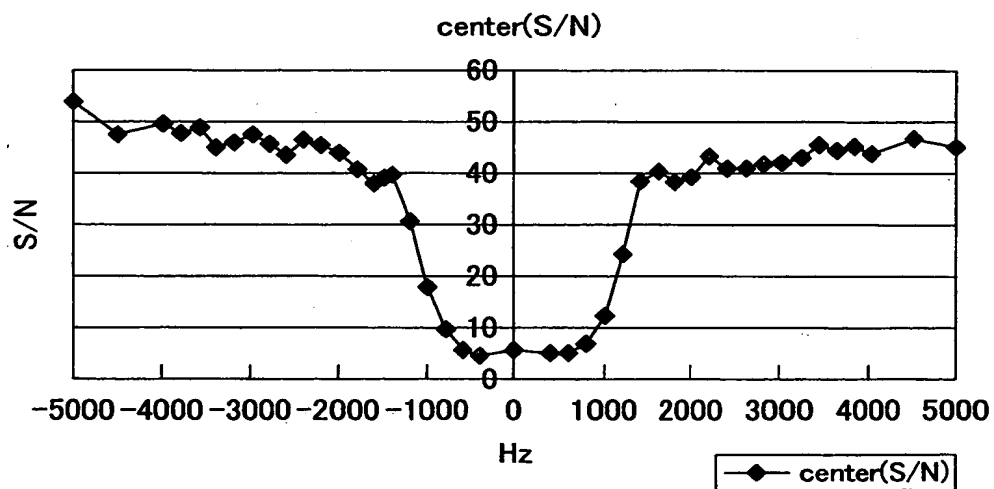
【図 6】

シーケンス名	パルス長(ms)	τ 長(μ s)	PVA信号値	λ/λ^*	S/N	TR
SE15-MTC750	1.5	750	470.2	11.2	41.98214	576
SE15-MTC1000	2	1000	528.8	10.7	49.42056	661
SE15-MTC1500	3	1500	607.1	11.0	55.19091	797
SE15-MTC3000	6	3000	734.9	11.0	66.80909	1086
SE15-MTC5000	10	5000	803.1	10.6	75.76415	1222

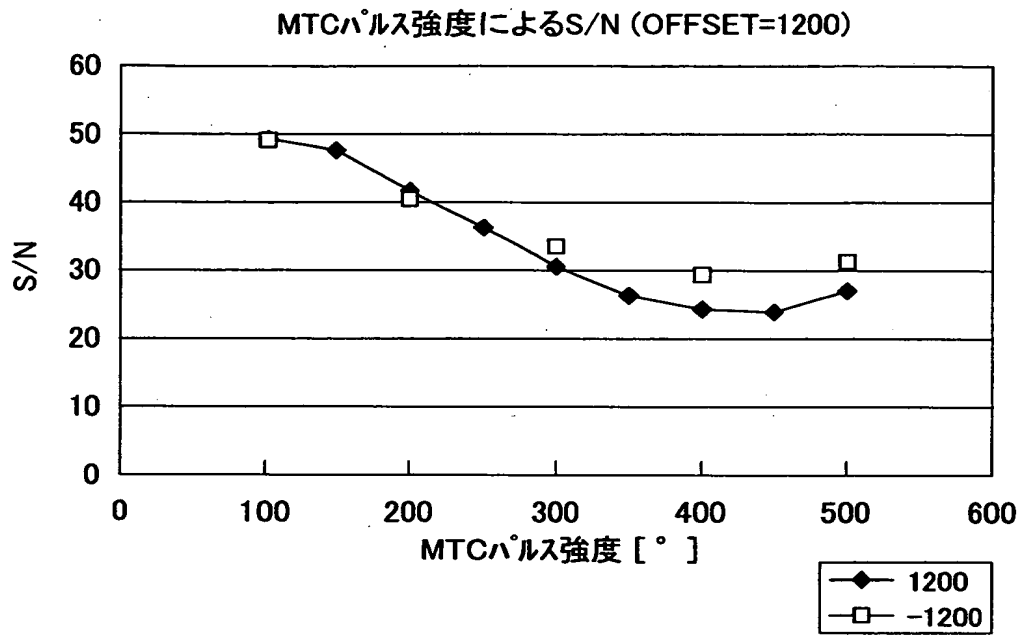
【図 7】

シーケンス名	パルス長(ms)	τ 長(μ s)	PVA信号値	λ/λ^*	S/N	枚数
SE15-MTC750	1.5	750	452.9	11.1	40.80180	14
SE15-MTC1000	2	1000	489.4	11.0	44.49091	12
SE15-MTC1500	3	1500	501.8	10.4	48.25000	10
SE15-MTC3000	6	3000	562.5	10.5	53.57143	7
SE15-MTC5000	10	5000	566.5	10.5	53.95238	6

【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】MTパルスの印加により充分なMT効果を得るとともに、スキャン時間を最小限に止め且つマルチスライス枚数を従来と同等の値に維持する。

【解決手段】被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数のMTパルス P_{mt} を当該被検体に印加し、MTパルス P_{mt} を印加した後にスポイラーパルス P_{slr} を印加し、スポイラーパルス P_{slr} を印加した後に撮像領域からエコー信号を収集する。MTパルスの印加時間は短く設定される。この印加時間は、好適には10 [msec] 以下の値である。MTパルス P_{mt} の波形面積は、従来と同等な所要値に設定される。

【選択図】 図2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日
[変更理由] 新規登録
住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名 株式会社東芝
2. 変更年月日 2001年 7月 2日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名 株式会社東芝